

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平10-57478

(43) 公開日 平成10年(1998) 3月3日

(51) Int.Cl. ⁶	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 M	1/36	5 2 5	A 6 1 M	1/36
	1/14	5 7 0		1/14
		5 8 0		5 2 5
				5 7 0
				5 8 0

審査請求 未請求 請求項の数 8 F D (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願平8-237164

(22) 出願日 平成8年(1996) 8月19日

(71) 出願人 000109543

テルモ株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目44番1号

(72) 発明者 上之原 秀一

神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地

テルモ株式会社内

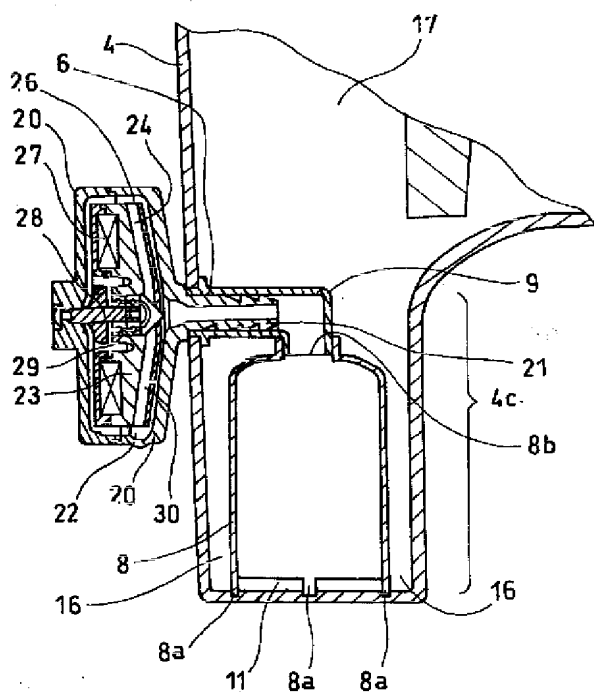
(74) 代理人 弁理士 向山 正一

(54) 【発明の名称】 貯血槽および送血機構付貯血槽ならびに人工心肺装置

(57) 【要約】

【課題】 貯血槽の内部に血液量がある量以下になった場合に、減少した血液量に併せて、空気を人工肺に送血することがなく、自動的に遠心ポンプに多量の空気を送り込むことができ、遠心ポンプによる送血を自動的に中止させることができる安全機構を備えた貯血槽を提供する。

【解決手段】 貯血槽1は、血液流入口5と、血液流出口6と、血液流入口5および血液流出口6と連通する貯血部7とを備える。貯血部7内には、下端付近にて貯血部7と連通する血液保留部8と、血液保留部8の内部の上部と血液流出口6とを連通する血液通路9を備える。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 血液流入口と、血液流出口と、前記血液流入口および前記血液流出口と連通する貯血部とを備える貯血槽であって、前記貯血部内には、下端付近にて該貯血部内と連通する連通部を備える血液保留部を有し、該血液保留部の内部の上部と前記血液流出口とを連通する血液通路を備えることを特徴とする貯血槽。

【請求項2】 前記血液保留部は、上端が閉塞した筒状部材により形成されており、前記血液通路は、管状部材により形成されており、前記筒状部材は、下端に前記貯血部との連通部を備え、上端に前記管状部材が前記筒状部材の内部と連通するように固定されている請求項1に記載の貯血槽。

【請求項3】 前記連通部は、前記血液保留部と前記貯血部の最下部とを連通するものである請求項1または2に記載の貯血槽。

【請求項4】 前記貯血部は、前記筒状部材の外周面を取り囲むように形成された血液貯留部を有している請求項1ないし3のいずれかに記載の貯血槽。

【請求項5】 前記血液保留部は、前記血液流出口に接続される血液ポンプの血液充填量の10%以上の体積を有している請求項1ないし4のいずれかに記載の貯血槽。

【請求項6】 請求項1ないし4のいずれかに記載の貯血槽と、該貯血槽の前記血液流出口に直接もしくは血液チューブを介して、接続された遠心ポンプとを備えることを特徴とする送血機構付貯血槽。

【請求項7】 前記血液保留部は、前記遠心ポンプの血液充填量の10%以上の体積を有している請求項6に記載の送血機構付貯血槽。

【請求項8】 請求項6または7に記載の送血機構付貯血槽と、該送血機構付貯血槽に取り付けられた人工肺と、該人工肺と前記送血機構付貯血槽の遠心ポンプとを接続する血液チューブとを備えることを特徴とする人工心肺装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【発明の属する技術分野】本発明は、人工肺などに用いられる体外血液循環回路中において血液を一時的に貯留する貯血槽および送血機能を備える送血機構付貯血槽さらに貯血槽を備えた人工心肺装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】近年、開心術の際に、生体肺に代わり血液中の二酸化炭素を除去し、血液に酸素を添加するため、人工肺を組み込んだ体外循環回路が用いられている。この体外循環回路では、患者の静脈より脱血し、人工肺によりガス交換を行った後、この血液を再び患者の動脈に戻す体外血液循環が行われる。体外循環回路には、術野から血液を吸引し、異物を除去した後、返血するカディオトミーラインが設けられる。このような人

工肺体外血液循環回路には、脱血した血液を一時的に貯留しておくための貯血槽や、術野から吸引された血液を汙過し、一時的に貯留しておくためのカディオトミーリザーバーが設置され、回路内の血液量を調整し、返血量を一定に保つための緩衝機能を果たしている。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】体外血液循環時に貯血槽内の血液がゼロになると、送血ポンプにより空気が体外循環血液回路に送り込まれることになるので、貯血槽に液面センサを設けて、貯血槽内の貯血量の管理を行っている。最近では、送血ポンプとして、遠心ポンプが用いられるようになってきた。遠心ポンプは、血液損傷を与えにくいなどの利点を有する。しかし、何らかの原因により、急激に貯血槽内の血液量が減少すると、遠心ポンプは、減少した血液量に併せて、空気を抱き込んだ血液を人工肺に送血することがある。また、遠心ポンプは、一気に多量の空気を吸い込むと空気には遠心力を付加できないため、空気のみを送ることがないという性質を有している。

【0004】そこで、本発明の課題は、遠心ポンプの上記の性質を利用することにより、貯血槽の内部に血液量がある量以下になった場合に、減少した血液量に併せて、空気を人工肺に送血することがなく、自動的に遠心ポンプに多量の空気を送り込むことができ、遠心ポンプによる送血を自動的に中止させることができる安全機構を備えた貯血槽およびそれを備える送血機構付貯血槽および人工心肺装置を提供する。

【0005】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するものは、血液流入口と、血液流出口と、前記血液流入口および前記血液流出口と連通する貯血部とを備える貯血槽であって、前記貯血部内には、下端付近にて該貯血部内と連通する連通部を備える血液保留部を有し、該血液保留部の内部の上部と前記血液流出口とを連通する血液通路を備える貯血槽である。また、前記血液保留部は、上端が閉塞した筒状部材により形成されており、前記血液通路は、管状部材により形成されており、前記筒状部材は、下端に前記貯血部との連通部を備え、上端に前記管状部材が前記筒状部材の内部と連通するように固定されていることが好ましい。さらに、前記連通部は、前記血液保留部と前記貯血部の最下部とを連通するものであることが好ましい。また、前記貯血部は、前記筒状部材の外周面を取り囲むように形成された血液貯留部を有していることが好ましい。さらに、前記血液保留部は、前記血液流出口に接続される血液ポンプの血液充填量の10%以上の体積を有していることが好ましい。また、上記目的を達成するものは、上記のような貯血槽と、該貯血槽の前記血液流出口に直接もしくは血液チューブを介して、接続された遠心ポンプとを備える送血機構付貯血槽である。また、上記目的を達成するものは、上記のよう

な送血機構付貯血槽と、該送血機構付貯血槽に取り付けられた人工肺と、該人工肺と前記送血機構付貯血槽の遠心ポンプとを接続する血液チューブとを備える人工心肺装置である。

【0006】

【発明の実施の形態】そこで、本発明の貯血槽を図面に示す実施例を用いて詳細に説明する。図1は、本発明の貯血槽を備える人工心肺装置の一実施例の側面図である。図2は、図1に示した人工心肺装置の部分断面図である。図3は、本発明の貯血槽に遠心ポンプを取り付けた状態の貯血槽下部の拡大断面部分図である。図4は、本発明の貯血槽（遠心ポンプを取り付けない状態）の血液流出口より若干上方部分にて切断した貯血槽下部の拡大断面部分図である。図5は、本発明の貯血槽（遠心ポンプを取り付けない状態）の突出部（血液保留部収納部）付近の側面図である。

【0007】本発明の貯血槽1は、血液流入口5と、血液流出口6と、血液流入口5および血液流出口6と連通する貯血部7とを備える。貯血部7内には、下端付近にて貯血部7と連通する血液保留部8と、血液保留部8の内部の上部と血液流出口6とを連通する血液通路9を備える。図1および図2に示す人工心肺装置10は、上記の本発明の貯血槽1と、貯血槽1より下流に設けられた遠心ポンプ（送血ポンプ）2と、遠心ポンプ2より下流に設けられた人工肺3を有する。

【0008】貯血槽1は、内部に形成された貯血空間である貯血部7と、この貯血部7の上部と連通する血液流入口5、貯血部7の下部と連通する血液流出口6、貯血部7の上部と連通する吸引手段接続ポート13、貯血部7の上部と連通する心内血吸引用チューブ接続ポート15とを備える。血液流入口5には、脱血チューブが、また、心内血吸引用チューブ接続ポート15には、心内血吸引用チューブが接続される。

【0009】貯血槽1は、図1および図2に示すように、硬質樹脂により形成された貯血槽ハウジング本体4aと蓋体4bとで構成されるハウジング4を有している。蓋体4bは、図1および図2に示すように、ハウジング本体4aの上部開口を覆うように、ハウジング本体4aの上端に嵌合されている。蓋体4bは、脱血チューブが接続される血液流入口5、吸引手段接続用ポート13、心内血吸引用チューブ接続ポート15を有している。吸引手段接続用ポート13は、心内血吸引用チューブ接続ポート15より流入する心内血の吸引と貯血槽内部を陰圧にするために用いられる。

【0010】貯血槽のハウジング4を構成する部材としては、内部を確認できる程度の透明性を有し、かつ、血液貯留量によっても容積が変化しない程度の硬度を備えるものが好ましい。このような材料としては、例えば、ポリカーボネート、アクリル樹脂、ポリエチレンテレフタレート、ポリエチレン、ポリプロピレン、ポリスチレ

ン、ポリ塩化ビニル、アクリルースチレン共重合体、アクリルブタジエンスチレン共重合体等が好適に使用できる。特に、ポリカーボネート、アクリル樹脂、ポリスチレン、ポリ塩化ビニルが好ましい。そして、貯血槽ハウジング4内部には、図2に示すように、血液を一時的に貯留しておくための貯血部7が形成されている。この貯血部7の容積は、特に限定されないが、通常、成人用では、3000～5000ml程度であり、小児用では、1000～2500mlである。また、ハウジング4は、貯血量や内部に貯留している血液の状態を容易に確認できるように、実質的に透明または半透明であることが好ましい。

【0011】ハウジング4は、下方に突出する突出部4cを有する。突出部4cは、断面積狭小部であり、この実施例では、図3、図4および図5に示すように、略立方体（突出部を水平に切断した断面形状が、長方形もしくは略正方形となる）形状に形成されている。

【0012】突出部は、血液保留部8を形成する略円筒状部材のための収納部を形成する。血液保留部8は、上端が閉塞した略円筒状部材により形成されている。血液通路9は、管状部材により形成されている。図4に示すように、血液保留部8収納部の中央部分に、円筒状部材（血液保留部8）が位置している。血液保留部8の上部が、貯血部7と直接連通しないように形成されており、言い換えれば、貯血部7と血液保留部8内部とが連通部11を介してのみ連通するように構成されている。円筒状部材8は、下端に貯血部7との連通口を備え、上端に管状部材の一端が円筒状部材8の内部と連通するように固定されている。管状部材の他端は、ハウジング本体4の下端より若干上方の側面に形成された血液流出口6に固定されている。血液保留部8は、血液流出口に接続される血液ポンプ（遠心ポンプ）の血液充填量の10%以上、より好ましくは15%以上の体積を有していることが好ましい。具体的には、血液保留部8は、5ml以上の内部容量を有していることが好ましい。さらに、突出部（血液保留部8収納部）は、血液保留部よりも大きい内部容量を有している。

【0013】円筒状部材8は、コップを倒立させた状態となっており、図3および図5に示すように、下端にハウジング4の底面との固定部8aを有している。この実施例では、固定部8aは、ほぼ等角度（約90°）ごとに4つ設けられている。固定部8aは、このようなものに限定されるものではなく、2～8個程度を当角度（等間隔）ごともしくはランダムに設けたものとしてもよい。固定部8a間は、空隙となっており、この空隙が、貯血部7との連通部11を形成している。よって、この実施例の貯血槽では、連通部11は、血液保留部8と貯血部7の最下部とを連通している。連通部11の総面積は、遠心ポンプの血液流入口の開口面積とほぼ等しいか大きいことが好ましい。連通部11がこのような総面積

を有すれば、遠心ポンプに負荷を与えることが少ない。連通部11の高さ（ハウジングの下面から連通部11の上端までの高さ）は、2～20mm程度が好ましい。また、突出部の深さとしては、20～200mm程度が好ましく、円筒状部材8の高さとしては、20～200mm程度が好ましい。

【0014】円筒状部材8の上端は、図3および図4に示すように、中央に開口8aを有する閉塞面となっている。また、円筒状部材8の上部は、開口8aが内部の最上端となるように、湾曲もしくはテーパ状に形成されている。このため、円筒状部材8内の空気は、開口8aより流出し、円筒状部材8内に残留することがない。また、円筒状部材8の側面も上方に向かって縮径するテーパ状としてもよい。また、血液保留部8は、上述の円筒状部材8のように、側面に角がないもの（断面形状が円もしくは楕円）が好ましいが、これに限らず、多角筒状（例えば、六角筒、八角筒）などの筒状部材であってもよい。

【0015】図3に示すように、円筒状部材8の開口8aには、管状部材の一端が、挿入され、固定されている。管状部材は屈曲し、他端がハウジングの側面に向かい、かつ他端は、ハウジングの血液流出口6に固定されている。血液流出口6は、筒状部材8の内部上端よりも上方にあることが好ましい。この実施例の貯血槽では、血液保留部8を形成する円筒状部材8の周囲全体と突出部との間に環状（筒状）の血液流通空間16が形成されている。しかし、これに限られるものではなく、例えば、突出部内部を垂直方向に部分的に区画し、区分された部分により血液保留部8を形成させ、他の部分が、血液流通空間となっているものとしてもよい。この場合においても、血液保留部8と貯血部7とは、血液保留部8の下部に形成された連通部11を介してのみ連通するものとする。

【0016】このように本発明の貯血槽では、突出部およびその内部に血液保留部8が形成されている。このため、貯血部7内の血液面が、血液流出口6より下方、さらに、血液保留部8の上端より下方（血液面が突出部内）になった場合においても、遠心ポンプからの血液流出は継続する。つまり、血液面が血液流出口6より下方になっても、貯血槽からの血液流出は継続される。これは、遠心ポンプの吸引力と突出部における血液の表面張力と、血液保留部8内の血液重力の関係により、前者が後者に勝る間は、遠心ポンプからの送血が継続される。このため、血液面は血液保留部8の側面の中央もしくはある程度下方付近まで到達する。そして、血液保留部8内の血液重力が、遠心ポンプの吸引力と突出部における血液の表面張力との和より、大きくなると、遠心ポンプによる血液吸引ができなくなり、血液保留部8内および管状部材内の血液は、自重により下方に落下し、血液保留部8内の上部は空間となる。このため、遠心ポンプは

血液吸引ができなくなり、空転し実質的に送血が停止する。

【0017】つまり、貯血部7内の血液量がある値以下の危険値になると、この貯血槽では、血液保留部8内の血液が自重により落下することにより、遠心ポンプによる送血が自動的に停止となる。よって、貯血部7内の血液量がある値以下の危険値となっても、空気を抱き込んだ（気泡を多く含んだ）血液が人工肺に送られることがなく安全である。

【0018】ハウジング4内には、心内血流入口13より流入した血液を汙過するための心内血汙過フィルター12と、血液流入口5より流入した血液を汉過する静脈血フィルター14が設けられている。血液保留部8および管状部材を形成する合成樹脂としては、ポリカーボネート、アクリル樹脂、ポリエチレンテレフタレート、ポリエチレン、ポリプロピレン、ポリスチレン、ポリ塩化ビニル、アクリルースチレン共重合体、アクリルブタジエンスチレン共重合体等が好適に使用できる。

【0019】血液保留部8および管状部材は、その表面（内面および外面）が抗血栓性表面となっていることが好ましい。抗血栓性表面は、抗血栓性材料を表面に被覆もしくは固定することにより形成することができる。抗血栓性材料としては、ヘパリン、ポリアルキルスルホン、エチルセルロース、アクリル酸エステル系重合体、メタアクリル酸エステル系重合体（例えば、ポリHEMA[ポリヒドロキシエチルメタクリレート]）、疎水性セグメントと親水性セグメントの両者を有するブロックまたはグラフト共重合体（例えば、HEMA-スチレン-HEMAのブロック共重合体、HEMA-MMA[メチルメタクリレート]のブロック共重合体、HEMA-LMA[ラウリルメタクリレート]のブロック共重合体、PVP[ポリビニルピロリドン]-MMAのブロック共重合体、HEMA-MMA/AA[アクリル酸]のブロック共重合体、さらにこのブロック共重合体にアミノ基を有するポリマーを混合したブレンドポリマー、および含フッ素樹脂などが使用できる。好ましくは、HEMA-スチレン-HEMAのブロック共重合体、HEMA-MMA[メチルメタクリレート]のブロック共重合体、HEMA-MMA/AA[アクリル酸]のブロック共重合体などが使用できる。

【0020】貯血槽1の下方には、遠心ポンプ2が取り付けられている。遠心ポンプとしては、公知のものが使用できる。この実施例で用いている遠心ポンプは、図2及び図3に示すような構造となっている。遠心ポンプ2は、内部に回転体（インペラ23）を備え、このインペラ23は、ポンプ駆動部24により、外部と非接触状態で回転する力が与えられ、回転する。

【0021】遠心ポンプ（遠心式血液ポンプ）2は、血液流入ポート21と血液流出ポート22を有するハウジング20と、内部に磁性体27を備え、ハウジング20

内で回転し、回転時の遠心力によって血液を送るインペラ23を有する。ポンプ駆動部は、インペラ23の磁性体27を吸引するための磁石を備えるロータ（図示せず）およびロータを回転させるモーター（図示せず）を備え、非接触状態にてインペラ23に回転トルクを付与する。インペラ23は、中央より外周方向に延びる複数の血液通路30と、血液通路30間に形成された複数のペーンを備える。血液通路30は、インペラ23の中央開口を始端とし、インペラ23の外周縁まで延びている。遠心ポンプの血液充填量は、患者の体格などによって、相違するが、成人の場合、通常40～60ml程度であり、小児の場合、通常、20～30ml程度である。血液保留部8、遠心ポンプの血液充填量の10%以上の体積を有していることが好ましい。10%以上であれば、遠心ポンプを空転させ送血を停止させるに十分な空気を送ることができる。具体的には、血液保留部内の血液の重力が、遠心ポンプの吸引力と血液の表面張力との和より大きくなり、遠心ポンプによる血液吸引ができなくなり、血液保留部内の血液が自重により下方に落下したときに形成される、血液保留部内の上部空間の体積が、遠心ポンプの血液充填量の10%以上であることが好ましい。

【0022】ハウジング20は、血液流入ポート21および血液流出ポート22を有し、非磁性材料により形成されている。ハウジング内には、血液流入ポート21および血液流出ポート22と連通する血液室26が形成されている。ハウジング20の血液室26内には、インペラ23が収納されている。血液流入ポート21は、ハウジング26の上面の中央付近よりほぼ垂直に突出するように設けられている。血液流出ポート22は、ほぼ円筒状に形成されたハウジング26の側面より接線方向に突出するように設けられている。

【0023】インペラ23には、磁性体27（永久磁石、従動マグネット）が埋設されている。インペラ23の下面中央には、シャフト28が挿通されており、このシャフト28は、ハウジング28内に形成されたボールベアリング装置29によって回転可能に支持されている。インペラ23の磁性体27は、ポンプ駆動部24のロータ（図示せず）に設けられた永久磁石によりインペラ23を血液流入ポート21と反対側に吸引され、回転トルクをポンプ駆動部より伝達可能にする。

【0024】ポンプ駆動部は、ハウジングと、ハウジング内に収納されたロータとロータを回転させるためのモータ（内部構造を省略する）からなる。ロータは、回転板と回転板の一方の面（遠心ポンプ側の面）に設けられた複数の永久磁石からなる。ロータの中心は、モータの回転軸に固定されている。永久磁石は、インペラ23の磁性体27（永久磁石）の配置形態（数および配置位置）に対応するように、複数かつ等角度ごとに設けられている。

【0025】ポンプ駆動部としては、上述のロータおよびモータを備えるものに限られず、例えば、インペラ23の永久磁石を吸引し、かつ回転駆動させるための複数のステーターコイルからなるものでもよい。また、この実施例で用いる遠心ポンプでは、血液ポンプ部2とポンプ駆動部24は、着脱自在となっている。このため、使用時にポンプ駆動部に不調が生じた場合、血液ポンプを交換する事なく、ポンプ駆動部のみを交換することができる。なお、このような実施例に限られるものではなく、血液ポンプ部とポンプ駆動部は、一体に形成されていてもよい。

【0026】遠心ポンプ2の血液流入ポート21は、貯血槽1の血液流出口6内に挿入され、液密に固定されている。なお、これに限らず、遠心ポンプ2の血液流入ポート21は、貯血槽の血液流出口にチューブを用いて接続してもよい。ポンプ2の血液流出口22は、血液チューブ25により人工肺の血液流入口31に接続されている。遠心ポンプ2が作動することにより、貯血槽1の貯血部7内の血液は、人工肺に送血される。

【0027】人工肺3は、図1及び図2に示すように、熱交換器付中空糸膜型人工肺であり、人工肺部3aと熱交換器部3bを備え、熱交換器部が上流側で人工肺が下流側となっている。この実施例の熱交換器部3bは、血液流入ポート31と、血液導出ポート52と、熱媒体流入ポート37と、熱媒体流出ポート（図示せず）とを有する熱交換器ハウジング55と、熱交換器ハウジング55内に収納された複数の熱交換用管体58と、熱交換用管体58の両端部を熱交換器ハウジング55の内面に液密に固着する熱交換器内隔壁57a、57bとを備える。そして、熱交換器ハウジング55内には、血液流入ポート31および血液導出ポート52と連通し、管体58の外面と熱交換器ハウジング55の内面と熱交換器内隔壁57a、57bの内側面により形成された血液流通室と、熱媒体流入ポート37および熱媒体流出ポート（図示せず）と連通し、管体58内部により形成された熱媒体流通室とを有している。熱交換器の血液導出ポート52は人工肺の血液導入ポート62と接続チューブ70により接続されている。

【0028】熱交換用管体58としては、熱伝導率の高い金属管（例えば、ステンレス管、アルミ管、銅管）あるいは樹脂管が好適に使用できる。管体58の内径は、0.1～10mm、好ましくは0.5～5mmであり、このような管体26が、約100本～2000本、好ましくは、約200本～1000本の細管束に形成され、熱交換器ハウジング55内（この実施例では、内筒部内）に収納されている。管体58相互の距離としては、管体58の外径、内筒部の内径などにより異なるが、0.1mm～10mm、好ましくは0.5mm～5mm程度である。熱交換用管体58の両端部は、端面を閉塞しない状態で熱交換器内隔壁57a、57bにより、熱

交換器ハウジング55の内面に液密に固着されている。

【0029】なお、熱交換器としては、このような熱交換用管体の内部に血液が流れるタイプ（血液内部灌流型）のものに限定されず、熱交換器用管体の外側に血液が流れるタイプ（血液外部灌流型）のものであってもよい。また、熱交換器付人工肺としては、上記のように熱交換器を血液が通過した後、人工肺に流入するタイプのものに限られず、人工肺を血液が通過した後に、熱交換器を通過するものであってもよい。

【0030】人工肺部3aは、血液導入ポート62と血液流出口32を有する人工肺ハウジング60と、人工肺ハウジング60内に挿入された多数のガス交換用中空糸膜からなる中空糸膜束66と、中空糸膜束66の両端部を人工肺ハウジング60の両端部に液密に固定する隔壁64a、64bと、中空糸内部と連通し、かつ一方の隔壁64aの外側に形成されたガス流入部59aと、中空糸内部と連通し、かつ他方の隔壁64bの外側に形成されたガス流出部59bを備える。人工肺ハウジング60の形成材料としては、ポリカーボネート、アクリル樹脂、ポリエチレンテレフタレート、ポリエチレン、ポリプロピレン、ポリスチレン、ポリ塩化ビニル樹脂、アクリル-スチレン共重合体、アクリル-ブチレン-スチレン共重合体など種々のものが使用できる。特に好ましくは、ポリカーボネート、アクリル樹脂・ポリエチレンテレフタレート、ポリエチレン、ポリプロピレン、ポリスチレン、ポリ塩化ビニル樹脂である。

【0031】人工肺ハウジング60の内部に収納された中空糸膜束66は、多数の中空糸膜からなり、中空糸膜は中空糸膜壁を貫通する多数の微細孔を有している。中空糸膜はこの微細孔を介して O_2 添加および CO_2 除去を行うことができ、いわゆるガス交換膜として機能する。中空糸膜としては、肉厚が $5\sim 80\mu m$ 、好ましくは $10\sim 60\mu m$ 、空孔率 $20\sim 80\%$ 、好ましくは $30\sim 60\%$ 、微細の孔径が $0.01\sim 5\mu m$ 、好ましくは $0.01\sim 1\mu m$ 程度、内径が $100\sim 1000\mu m$ 、好ましくは $100\sim 300\mu m$ のものが好適に使用される。中空糸膜を形成する材質としては、ポリプロピレン、ポリエチレン、ポリテトラフルオロエチレン、ポリスルホン、ポリアクリロニトリル、セルロースアセテート等の疎水性高分子が使用でき、好ましくは、疎水性高分子であり、特に好ましくは、ポリオレフィン系樹脂であり、より好ましくは、ポリプロピレンである。具体的には、延伸法または固液相分離法などにより微細孔を形成させたポリプロピレン製中空糸膜が望ましい。

【0032】中空糸膜は、人工肺ハウジング60内部を全体に広がって、 $10,000\sim 80,000$ 本収納されている。中空糸膜の両端部は、それぞれ端面開口が閉塞されない状態で隔壁64a、64bにより人工肺ハウジング60の端部に液密に固着されている。隔壁64a、64bは、中空糸膜束66を液密に固着すると共

に、人工肺ハウジング60内を、中空糸膜の外表面と人工肺ハウジング60の内面と隔壁64a、64bの内側面とにより形成される血液流通室と、中空糸膜の内部に形成されるガス流通室とに区画している。隔壁64a、64bを形成する材料としては、高分子ボッティング剤（例えば、ポリウレタン、シリコーンゴム）などが好適に使用できる。

【0033】人工肺ハウジング60の上下端付近には、ガス流通室と連通するガス流入口33、ガス流出口34がそれぞれ設けられている。ガス流入口33から導入された酸素ガスは、ガス流通室（中空糸膜の内部空間）を経てガス導出部に流入し、ガス流出口34より排出される。なお、人工肺としては、このように、中空糸の外表面に血液が流れ、内部にガスが流れるタイプ（血液外部灌流型）のものに限定されず、中空糸膜の内部に血液が流れるタイプ（血液内部灌流型）のものであってもよい。さらに、人工肺は、多孔質中空糸膜を用いたものに限られず、例えば、多孔質平膜を用いたものでもよい。

【0034】

【実施例】図2に示すような構造の送血機構を備えた人工心肺装置を作成した。なお、貯血槽の貯血容量は、約 $4500ml$ であった。貯血槽ハウジングの下部は、図3、図4および図5に示すような構造であり、突出部および円筒状部材を有する。突出部の内部底面積は、約 $36cm^2$ （ほぼ $6cm$ の正方形）であり、高さは、 $12cm$ である。円筒状部材の下端部分での内径は、約 $60mm$ であり、上部での内径は、約 $50mm$ であり、高さは、約 $50mm$ であった。この円筒部材の容積は、約 $120ml$ であった。また、この人工心肺装置に取り付けられている、遠心ポンプの血液充填量は、 $45ml$ であった。この人工心肺装置に、ヘパリン加牛血を $4L/min$ の流量にて遠心ポンプを用いて循環し、貯血槽内の貯血量が約 $1000ml$ 程度となったときに、貯血槽への血液流入を停止し、遠心ポンプでの血液排出を継続した。これにより、貯血槽内の血液面は徐々に下降し、血液面が円筒部材の上部より下方となっても血液流出は継続し、血液面が、突出部の下面（円筒部材の下端）より約 $3mm$ となったとき、円筒部材内の血液面が落下した。これにより、円筒部材内に流入した空気を遠心ポンプが吸引し、遠心ポンプは送血不能となった。この状態における円筒状部材内の空間（円筒状部材の上端内面と血液面との間の空間）の体積は、約 $8ml$ であった。また、停止した遠心ポンプ内の血液量は、 $12ml$ であり、 $33ml$ の空気を吸引していた。

【0035】

【発明の効果】本発明の貯血槽は、本発明の貯血槽は、血液流入口と、血液流出口と、前記血液流入口および前記血液流出口と連通する貯血部とを備える貯血槽であって、前記貯血部内には、下端付近にて該貯血部内と連通する連通部を備える血液保留部を有し、該血液保留部の

内部の上部と前記血液流出口とを連通する血液通路を備える。このため、貯血部内の血液面が血液保留部の上端より下方になっても、血液保留部内より血液が流出するため、血液流出口に接続される遠心ポンプに空気が送り込まれることがなく、よって、遠心ポンプは空気を抱き込んだ血液をその下流側に送ることもない。そして、血液保留部内の血液の重力が、遠心ポンプの吸引力と血液の表面張力との和より、大きくなると、遠心ポンプによる血液吸引ができなくなり、血液保留部内および血液通路内の血液は、自重により下方に落下し、空気と入れ替わり、血液保留部内の上部は空間となる。このため、遠心ポンプは血液吸引ができなくなり、空転し実質的に送血が停止する。よって、この貯血槽によれば、貯血部内の血液量がある値以下の危険値になると、この貯血槽では、血液保留部内の血液が自重により落下することにより、遠心ポンプによる送血が自動的に停止となる。よって、貯血部内の血液量がある値以下の危険値となっても、空気を抱き込んだ（気泡を多く含んだ）血液が人工肺に送られることがなく安全である。また、本発明の送血機構付貯血槽および人工心肺装置は、上記のような貯血槽を備えているので、上記のような効果を有する。

【図面の簡単な説明】

【図1】図1は、本発明の貯血槽を備える人工心肺装置の一実施例の側面図である。

【図2】図2は、図1に示した人工心肺装置の部分断面図である。

【図3】図3は、本発明の貯血槽に遠心ポンプを取り付けた状態の貯血槽下部の拡大断面部分図である。

【図4】図4は、本発明の貯血槽（遠心ポンプを取り付けない状態）の血液流出口より若干上方部分にて切断した貯血槽下部の拡大断面部分図である。

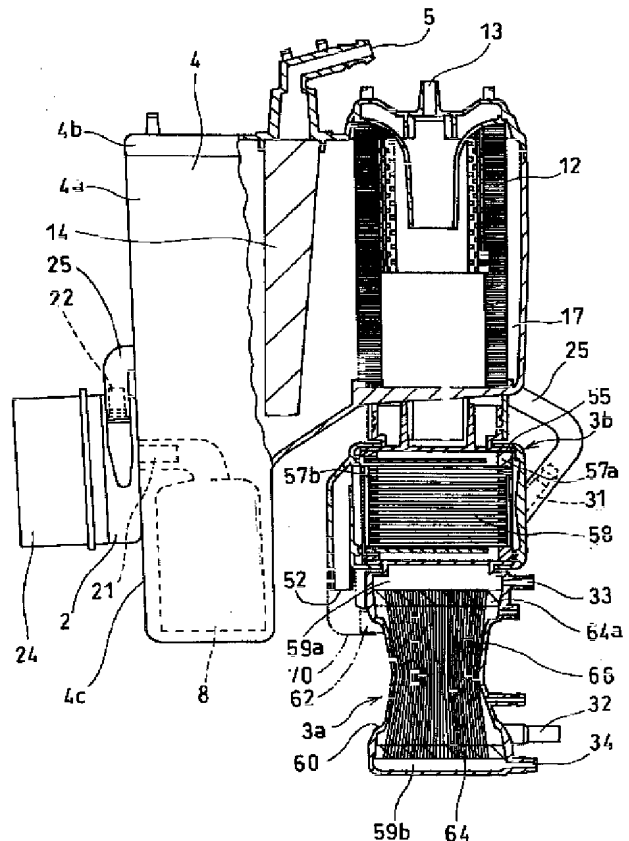
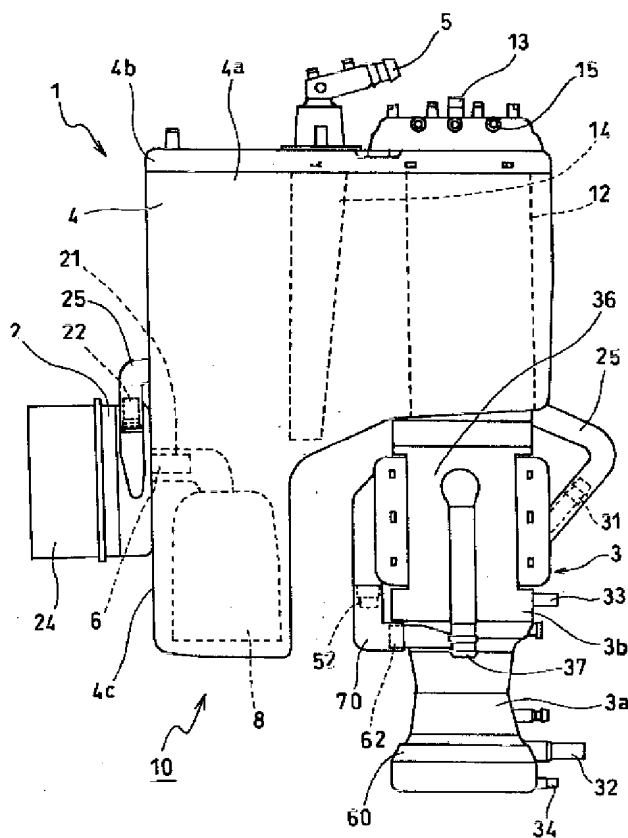
【図5】図5は、本発明の貯血槽（遠心ポンプを取り付けない状態）の突出部（血液保留部収納部）付近の側面図である。

【符号の説明】

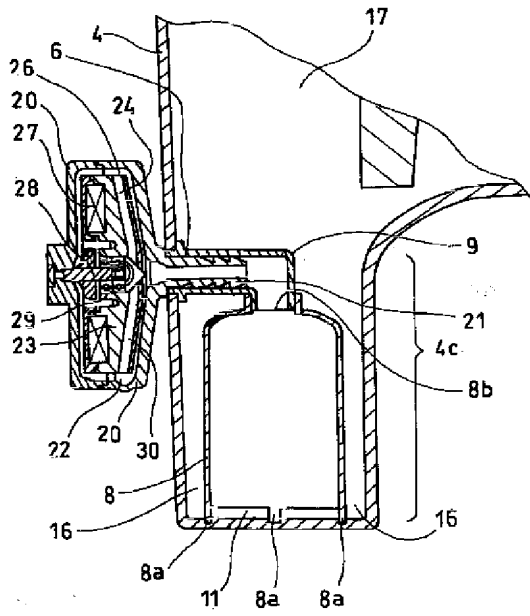
- 1 貯血槽
- 2 遠心ポンプ
- 3 人工肺
- 5 血液流入口
- 6 血液流出口
- 7 貯血部
- 8 血液保留部
- 9 血液通路
- 10 人工心肺装置

【図1】

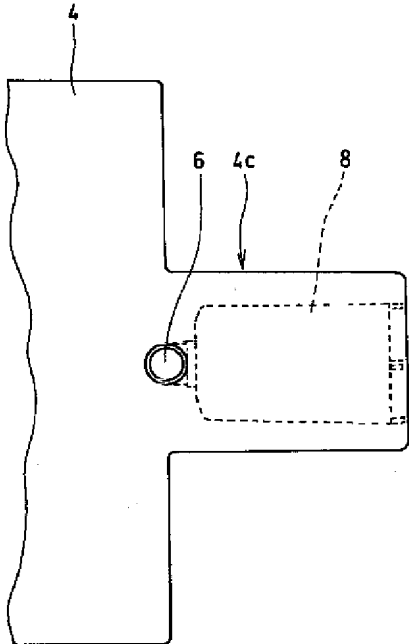
【図2】



【図3】



【図5】



【図4】

